

**Spiral scanning computed tomography apparatus, and method for operating same, for cardiac imaging**

Patent Number: ☐ US6266553  
Publication date: 2001-07-24  
Inventor(s): REGN JUDITH (DE); FLUHRER MANFRED (DE); LUTZ ANDREAS (DE); KLINGENBECK-REGN KLAUS (DE)  
Applicant(s): SIEMENS AG (US)  
Requested Patent: ☐ DE19740214  
Application Number: US19980151588 19980911  
Priority Number (s): DE19971040214 19970912  
IPC Classification: A61B5/05  
EC Classification: A61B6/03B4D, G01N23/04D  
Equivalents: ☐ JP11137541

---

**Abstract**

---

In a computed tomography apparatus, and a method for operating same, for obtaining cardiac images, a spiral scan of a measurement volume containing a patient's heart is conducted, the production of the scanning data during the spiral scanning being synchronized with an ECG signal from the patient, in order to produce a graphic representation of the examination volume, and thus an image of the patient's heart. The ECG signal is employed to control the generation of the data during the spiral scanning at phase of the cardiac cycle wherein minimum movement of the heart takes place. The chronological correlation between the recording of the scanning data and the ECG signal is fixed, so that within each number of successive time intervals, a dataset is obtained completely within that time interval. The datasets from the successive time intervals are then combined to produce an image of the heart. Since the component images are all obtained in a low-motion phase of the heart, the resulting overall image is particularly sharp

---

Data supplied from the esp@cenet database - I2



19 BUNDESREPUBLIK  
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES  
PATENT- UND  
MARKENAMT

12 Off nl gungsschrift  
10 DE 197 40 214 A 1

51 Int. Cl.<sup>6</sup>:  
A 61 B 6/03  
A 61 B 5/0402  
G 01 N 23/04

21 Aktenzeichen: 197 40 214.3  
22 Anmeldetag: 12. 9. 97  
43 Offenlegungstag: 1. 4. 99

DE 197 40 214 A 1

71 Anmelder:  
Siemens AG, 80333 München, DE

72 Erfinder:  
Fluhrer, Manfred, Dipl.-Ing., 91352 Hallerndorf, DE;  
Klingenbeck-Regn, Klaus, Dr., 90429 Nürnberg, DE;  
Lutz, Andreas, Dipl.-Phys., 91099 Poxdorf, DE;  
Regn, Judith, Dr.rer.nat., 90429 Nürnberg, DE

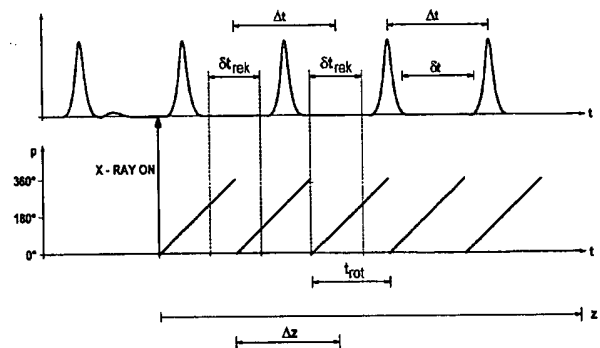
56 Entgegenhaltungen:  
US 53 83 231  
US 41 82 311

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

54 Computertomograph

57 Bei einem CT mit Spiralrekonstruktion soll eine scharfe Darstellung des Herzens erreicht werden. Die Bildrekonstruktion erfolgt hierzu in Abhängigkeit von der EKG-Kurve.



DE 197 40 214 A 1

## Beschreibung

Es ist bekannt, mit Hilfe eines Computertomographen eine Spiralabtastung des Patienten durchzuführen, indem die Meßeinheit aus Röntgenstrahler und Detektor einer Dauerrotation unterworfen und die Patientenliege in ihrer Längsrichtung (z-Richtung) dabei verschoben wird. Aus den Detektordaten können Volumendaten des Untersuchungsobjektes mit Hilfe eines Bildrechners gewonnen werden.

Bewegungen der Organe, insbesondere des Herzens, können wegen der relativ langen Abtastzeit zu Bewegungsartefakten in dem aus den Volumendaten erzeugten Bild führen.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, einen Computertomographen mit Spiralabtastung so auszubilden, daß eine scharfe Abbildung des Herzens erfolgt.

Diese Aufgabe ist erfindungsgemäß gelöst durch die Merkmale des Patentanspruchs 1.

Einzelheiten der Erfindung ergeben sich aus den Unteransprüchen.

Die Erfindung ist nachfolgend anhand eines in der Zeichnung dargestellten Ausführungsbeispiels näher erläutert. Es zeigen:

Fig. 1 die wesentlichen Teile eines Computertomographen zur Spiralabtastung eines Patienten, und

Fig. 2 Kurven zur Erläuterung des Computertomographen gemäß Fig. 1.

In der Fig. 1 ist ein Röntgenstrahler 1 dargestellt, der ein fächerförmiges Röntgenstrahlenbündel 2 aussendet, das auf einem um den Fokus des Röntgenstrahlers 1 gekrümmten, aus einer Reihe von Detektorelementen bestehenden Strahlendetektor 3 auftritt. Zwischen dem Röntgenstrahler 1 und dem Strahlendetektor 3 liegt eine Patientenliege 4 mit einem Patienten 5.

Zur Abtastung eines Volumens des Patienten 5 wird die Patientenliege 4 in Richtung des Pfeiles 6 um ein vorbestimmtes Maß verstellt, während die Meßeinheit 1, 3 um die Systemachse 7 rotiert. Die dabei von den Detektorelementen des Strahlendetektors 3 gelieferten Daten werden einem Rechner 8 zugeführt, der daraus Bilder des Patienten berechnet und ihre Wiedergabe auf einem Sichtgerät 9 bewirkt. Diese Bilder sind Computertomogramme des abgetasteten Volumens. Alternativ zur Verstellung der Patientenliege 4 in Richtung des Pfeiles 6 kann zur Abtastung eines vorbestimmten Volumens des Patienten 5 auch bei stillstehender Patientenliege 4 die Meßeinheit 1, 3 in Richtung des Pfeiles 10 verstellt werden.

Das Prinzip der EKG-Triggerung von Spiralaufnahmen ist in Fig. 2 dargestellt. Die obere Kurve stellt schematisiert ein EKG mit einem Abstand der R-Zacken von  $\Delta t$  (z. B.  $\Delta t = 1$  s für 60 Herzschläge pro Minute) dar. Die untere Kurve in Fig. 2 repräsentiert die Spiralaufnahme mit einem Einzelscanner, dargestellt durch das periodische Anwachsen des Projektionswinkels  $\phi$  von 0 auf  $360^\circ$  mit fortschreitender Zeit. Eine Periodendauer entspricht dabei der Aufnahmezeit für eine volle  $360^\circ$  Rotation des Meßsystems. Wegen der kontinuierlichen Bewegung der Patientenliege 4 nimmt bei der Spirale mit der Zeit auch die axiale z-Position in Richtung der Systemachse 7 linear zu. Daher ist neben der Zeitachse in Fig. 2 auch eine entsprechende z-Achse dargestellt. Es gilt:

$$z = v \cdot t \quad (1)$$

mit der konstanten Liegeschwindigkeit  $v$ . Voraussetzung für EKG-Triggerung ist, daß die EKG-Kurve in einem Rechner, vorzugsweise dem Host-Rechner 11 des Computertomographen, aufgenommen und digital gespeichert ist.

Zusätzlich muß der Anfangszeitpunkt der Spirale relativ zur EKG-Kurve bekannt sein. Dies kann z. B. dadurch erreicht werden, daß das Strahlung-Ein-Signal des Computertomographen ebenfalls diesem Rechner 11 zugeführt wird und in geeigneter Form dem EKG-Signal zeitgleich beigemischt wird.

Die Ausführung der retrospektiven EKG-Triggerung kann dann folgendermaßen erfolgen:

Durch mathematische Analyse der EKG-Kurve im Rechner 11 werden die einzelnen R-Zacken und deren zeitliche Abstände  $\Delta t$  bestimmt. Der Einfachheit halber wird angenommen, daß  $\Delta t$  in guter Näherung konstant ist. Ist  $\Delta t > t_{\text{rot}}$  (Zeit für einen Umlauf der Meßeinheit 1, 3; Subsekunden-Scanner), so kann zwischen benachbarten R-Zacken ein Zeitintervall  $\delta t$  gefunden werden, das in die Diastole fällt und innerhalb dessen bewegungsarme Bilder des Herzens rekonstruiert werden können. Da die zeitliche Korrelation zwischen der Aufnahme der Spiraldaten und der EKG-Kurve festliegt (Strahlung-Ein) kann dann ein zu  $\delta t$  passender Datensatz ausgewählt werden und entsprechende bewegungsarme Bilder des Herzens rekonstruiert werden.

Zur Veranschaulichung diene ein konkretes Beispiel mit  $t_{\text{rot}} = 0.75$  s. Vorausgesetzt wird eine vereinfachte Rekonstruktion ohne Spiralinterpolation als Teilumlaufrekonstruktion aus  $240^\circ$ . Dafür sind dann Daten aus einem Zeitfenster von  $\delta t_{\text{rek}} = 0.5$  s erforderlich.

## Fall 1

Herzfrequenz von 60/min, entsprechend  $\Delta t = 1$  s. Die Zeitdauer der Diastole beträgt ca. 70% des RR-Abstandes, also  $\delta \leq 0.7$  s. Da  $\delta t_{\text{rek}} < \delta t$ , kann bei leicht unregelmäßigen Abständen der R-Zacken das Zeitfenster  $\delta t_{\text{rek}}$  noch innerhalb der Diastolen so verschoben werden, daß aufeinanderfolgende Zeitfenster wieder in äquidistanten Zeitabständen  $\Delta t$  liegen.

## Fall 2

Herzfrequenz von 80/min, entsprechend  $\Delta t = 0.75$  s. Damit  $\delta t < 0.525$  s. Es gilt zwar noch  $\delta t_{\text{rek}} < \delta t$ , jedoch ist zu erwarten, daß Korrekturen für Unregelmäßigkeiten des Herzschlages praktisch nicht mehr durchführbar sind.

Für einen Einzelenscanner mit  $t_{\text{rot}} = 0.5$  s skalieren sich die zeitlichen Verhältnisse entsprechend:  $\delta t_{\text{rek}} = 0.33$  s. Damit wird dann entsprechend die Problematik höherer Herzfrequenz deutlich entschärft.

Auch unter der Annahme, daß wie beschrieben  $240^\circ$  Datensätze in gleichen Zeitabständen  $\Delta t$  aus dem gesamten Spiraldatensatz herausgeschnitten werden können, besteht die Gefahr, daß das Herz in axialer Richtung nicht lückenlos erfaßt wird. Denn durch Gleichung 1 ist mit  $\Delta t$  ein fester axialer Abstand  $\Delta z$  benachbarter Bilder verbunden. Dieser Gefahr läßt sich durch geeignete Wahl des Pitches bei der Spiralaufnahme vorbeugen. Per Definition gilt:  $v = p \cdot d/t_{\text{rot}}$  mit der Schichtdicke  $d$  und dem Pitch  $p$ . Aus Gleichung 1 ergibt sich damit:

$$\frac{\Delta z}{d} = p \cdot \frac{\Delta t}{t_{\text{rot}}} \quad \text{Gl. 2}$$

Eine lückenlose bzw. überlappende Abbildung bedeutet  $\Delta z/d \leq 1$  und damit eine entsprechende Beschränkung des Pitches:

$$p \leq \frac{t_{\text{rot}}}{\Delta t} \quad \text{Gl. (3)}$$

- a)  $\Delta t = 1\text{s}, t_{\text{rot}} = 0.75\text{s}: p \leq 0.75$
- b)  $\Delta t = 0.75\text{s}, t_{\text{rot}} = 0.75\text{s}: p \leq 1$
- c)  $\Delta t = 1\text{s}, t_{\text{rot}} = 0.5\text{s}: p \leq 0.5$
- d)  $\Delta t = 0.75\text{s}, t_{\text{rot}} = 0.5\text{s}: p \leq 2/3.$

Je schneller also der Scanner relativ zur Herzfrequenz rotiert, desto kleiner wird der maximal zulässige Pitch.

Für die praktische Durchführung ergibt sich aus diesen Überlegungen, daß für jeden Patienten vor dem Scan eine mittlere Herzfrequenz bestimmt werden sollte und entsprechend der Pitch bei der Aufnahme angepaßt werden sollte.

Wesentlich für den beschriebenen Computertomographen sind folgende Merkmale:

1. Markierung des Spiralanfangs in der EKG-Kurve und Einstellung eines Pitch-Wertes, so daß in axialer Richtung eine lückenlose Abbildung des Herzens erreicht wird.
2. EKG-Aufzeichnung im Rechner und Markierung des Spiralanfangs auf der Zeitachse des EKG.
3. Identifikation der Diastolen und entsprechendes Zeitfenster.
4. Herausschneiden von Spiraldatensätzen zu den Zeitfenstern aus 2.
5. Spezielle Teilumlaufrekonstruktion ( $240^\circ$ ) zur Minimierung der Zeitfenster.
6. Wahl des Pitches für Spiralaufnahmen, so daß lückenlose Abbildung des Herzens gewährleistet ist.
7. Ermittlung der mittleren Herzfrequenz von einem Spiralscan zur Bestimmung des geeigneten Pitch-Wertes.
8. Bei unregelmäßigem Herzschlag Anpassung des Zeitfensters für Rekonstruktion, so daß die Bilder in äquidistanten Zeitabständen und damit äquidistanten axialen Abständen entstehen.
9. Überwachung der Herzfrequenz während der Spiralaufnahme und entsprechende Regelung der Tischgeschwindigkeit, so daß der zulässige Pitchwert nicht überschritten wird.

#### Patentansprüche

1. Computertomograph mit einem Meßsystem (1, 3) zur Spiralabtastung eines Meßvolumens (V), bei dem Mittel (8, 11) zur EKG-synchronen Erzeugung von Volumendaten für die bildliche Darstellung eines Volumens des Untersuchungsobjektes (5) vorgesehen sind.
2. Computertomograph nach Anspruch 1, bei dem der Pitch-Wert in Abhängigkeit von der EKG-Kurve derart eingestellt wird, daß in axialer Richtung eine lückenlose Abbildung des Herzens erfolgt.
3. Computertomograph nach Anspruch 1 oder 2, bei dem das EKG in einem Rechner (11) gespeichert und der Spiralanfang auf der Zeitachse des EKG's markiert wird.
4. Computertomograph nach Anspruch 3, bei dem Volumendaten (Spiraldatensätze) entsprechend vorgegebener Zeitfenster herausgeschnitten werden.
5. Computertomograph nach einem der Ansprüche 1 bis 4, bei dem im Bildrechner (8) eine Teilumlaufrekonstruktion erfolgt.
6. Computertomograph nach einem der Ansprüche 1

bis 5, bei dem das Zeitfenster für die Bildrekonstruktion derart angepaßt wird, daß die Bilder in äquidistanten Zeitabständen entstehen.

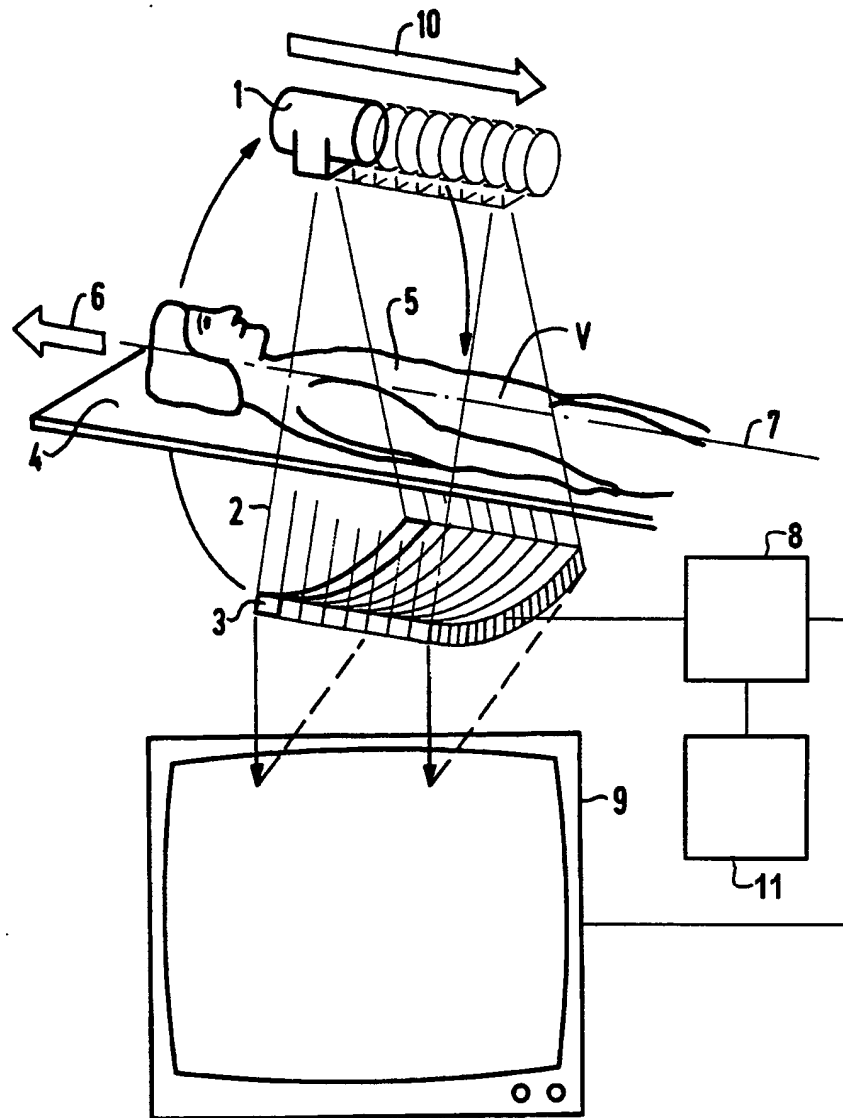
7. Computertomograph nach einem der Ansprüche 1 bis 6, bei dem die Herzfrequenz während einer Spiralaufnahme überwacht und die Liegegengeschwindigkeit derart geregelt wird, daß ein zulässiger Pitch-Wert nicht überschritten wird.

---

Hierzu 2 Seite(n) Zeichnungen

---

- Leerseite -



**FIG 1**

